

筋電計測ウェアを用いたペダリング運動向け 筋活動可視化システムの開発

井上 剛^{*1} 寺嶋 辰一郎^{*1} 関原 隆^{*2} 久武 悟朗^{*2}

Development of Muscle Activity Visualization System for Pedaling Motion Using Surface EMG Measurement Wear

Tsuyoshi Inoue ^{*1}, Shinichiro Terashima ^{*1}, Takashi Shekihara ^{*2} and Goro Hisatake ^{*2}

Abstract - In cycle sports typified by bicycle road race, how to use the muscles during a pedaling Motion is important to achieve higher performance, but it is difficult to understand one's own muscle activities. In this paper, we describe the system developed to realize real-time feedback of muscle activities by surface EMG. In this system, the surface EMG of the lower limbs are measured by attaching the wireless EMG sensor to the pants on which the electrode is printed, and the muscle activities with respect to the crank angle is displayed in real time.

Keywords: surface EMG, pedaling motion, real-time feedback, wearable sensor

1. はじめに

自転車のロードレースに代表されるサイクリススポーツにおいて、より高いパフォーマンスを実現するためには、自身のペダリング運動を定量的に知ることが有効であり、これまで様々なシステムが研究・開発されている^{[1][5]}。特に筋の使い方に関しては、定量化が困難であり、ユーザ自身がペダリング時にどのような筋の使い方をしていのかを知ることは難しい。

そこで、ペダリング時の身体挙動ならびに筋の賦活状態、踏力を同時に計測し、データとして記憶可能なシステムが構築されている^[4]。本システムを用いることで、クランク角度に対する踏力や筋活動が定量化されるため、様々な知見が得られている。しかし、このようなシステムは多くのセンサを統合しているため、記録したデータに基づく詳細な分析が可能である一方で、ユーザへのリアルタイムフィードバックや実際の走行データを取得することは難しい。

これに対し、ペダリング時の筋肉の活動状態をリアルタイムにユーザにフィードバックするシステムが提案されている^[5]。このシステムでは、計測した筋電位の積分値を算出し、筋電位が大きくなるほど画面上の円が大きくなるインタフェースによりユーザへ筋活動の提示を実現している。しかし、このシステムでは他の情報も含めて詳細なデータを計測するシステムと同様に、ディスプレイ電極を用い、持ち運びが困難である計測器を用いて筋電位を計測するため、やはり、実際の走行時での計測は困難である。また、筋活動の大きさのみを表示しているため、ペダリング運動で重要なクランク角度と筋

活動との関係を知ることも困難である。

そこで、本研究では、実際の走行でも利用可能な筋活動リアルタイムフィードバックによる、ペダリング技術支援の実現を目指している。本稿では、本目的を実現すべく開発した、筋活動のリアルタイム可視化システムについて述べる。本システムでは、プリントされた電極を用いたウェアにワイヤレス筋電センサを装着することで、下肢の表面筋電位を計測し、クランクの角度に対する筋活動をリアルタイムにユーザにフィードバックする。

2. システム全体の概要

開発したシステムの利用時の写真を図1に示す。ユーザはワイヤレス筋電ウェアを装着し、計測された筋電位に基づき定量化され、可視化された自身の筋活動をリアルタイムに確認することができる。

本システムでは、4つのワイヤレス筋電センサと2つ

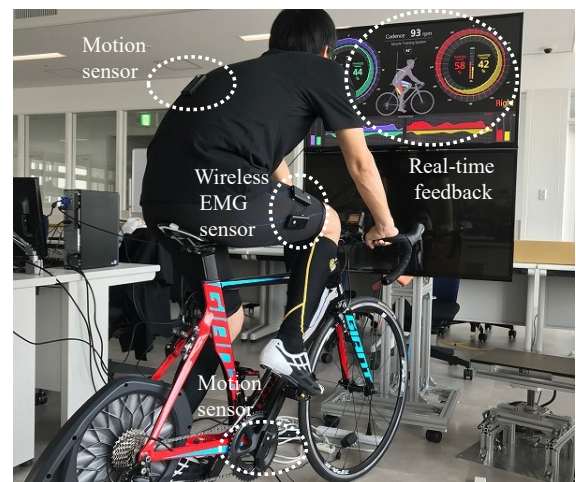


図1 システム利用時の様子

Fig.1 Photograph of using the system

*1: 大阪工業大学 *1: Osaka Institute of Technology

*2: パナソニック株式会社 *2: Panasonic Corporation

の 9 軸モーションセンサを用いて計測を行う。4 つのワイヤレス筋電センサはプリント電極が熱圧着されたウェアにスナップボタンで装着され、左右の大腿直筋（大腿四頭筋）及び大腿二頭筋（ハムストリング）をそれぞれ計測する。2 つの 9 軸モーションセンサのうち、1 つは背中に装着することで体幹角度を計測し、もう 1 つはクラックに装着することで、クラック角度を計測する。各センサは Bluetooth でデータを送信し、PC やタブレットは受信したデータを用いて、ペダリング運動時の筋活動をクラック角度に対応させた表示方法で画面に出力する。以降 3 章で筋電計測ウェアについて、4 章で筋活動を中心としたシステムの表示画面について詳細に述べる。

3. 筋電計測ウェア

3.1 プリント電極付きウェアの試作

従来の筋電計測システムでは、接触インピーダンスを下げ、動きなどによるノイズの重量を減らすために、表面筋電位の計測にディスプレイザブル電極を用いることが多い。しかしながら、ディスプレイザブル電極を用いる場合、ユーザは自ら計測位置を特定して電極を装着する必要がある。こ、筋の位置に関する知識が必要なだけでなく、位置によっては自ら装着ことが困難な場合もある。さらにシステムを利用するたびに着脱が必要な点も課題である。

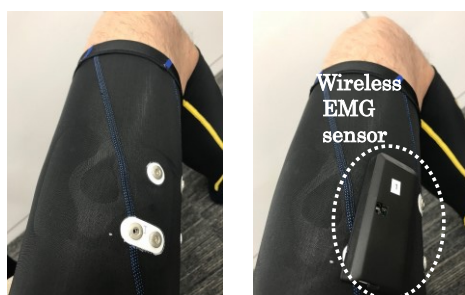
そこで、導電インク（Engineered Materials Systems, Inc



(a) 表側 (b) 裏側

図 2 プリント電極ウェアの試作

Fig.2 Prototype compression wear with printed electrode



(a) 装着前 (b) 装着後

図 3 ウェアに装着したワイヤレス筋電センサ

Fig.3 Wireless EMG sensor attached to compression wear

製）を用いた熱圧着シート（長瀬産業株式会社製）の電極（以後プリント電極と記述）を試作し、スポーツウェア（コンプレッションパンツ）に熱圧着したプリント電極付きウェアを試作した。図 2 に試作したウェアを示す。プリント電極は、左右の大腿直筋及び大腿二頭筋を計測するため 4 か所に熱圧着し、その位置はウェアを装着した際に筋電位が正しく計測できる位置を計測することにより決定した。また、図 2 に示すように、ウェアの表側にはスナップボタンのメスを取り付け電極と通電させた。このスナップボタンで筋電センサを着脱すると共に、電位信号をセンサに伝える。図 3 にワイヤレス筋電センサを装着した写真を示す。

本ウェアを用いることで、ユーザはディスプレイザブル電極を着脱する必要もなく、また筋の位置に関しても意識しなくてよいので、計測の準備段階の負荷が大幅に軽減される。また、走行中もディスプレイザブル電極のような装着の違和感や、汗により電極が外れてしまうという心配も無い。さらに、計測後はワイヤレス筋電センサを外せば洗える点も利点である。

3.2 ワイヤレス筋電センサ

本研究で用いたワイヤレス筋電センサは独自に開発した生体電位計測センサであり、8CH の電位計測が可能であるが、本研究では 1 か所の筋電位を計測する仕様とし、参照電極と 1CH の計測電極との差分電位を筋電位として計測する。また、同基板上に加速度、角速度、地磁気の計測センサが実装されており、9 軸のモーションセンサとしても利用可能である。本システムにおけるクラック角度の及び体幹角度は本センサを用いて計測する。サンプリング周波数は筋電位が 1024Hz であり、モーションは 256Hz である。Bluetooth により計測データを送信する。

本センサは生体電位の計測と同時に接触インピーダンスの計測が可能であるという特長を持つ。この接触インピーダンスは 1024Hz のパルス信号を用いて計測した値であり、接触インピーダンスのサンプリング周波数（計測出力）は 256Hz である。本システムでは実走行環境での動作実現を目指し、プリント電極付きウェアを用いて筋電位の計測を行う。しかしながら、プリント電極はディスプレイザブル電極のように表面に導電性粘着ゲルがないため、計測時の状況の影響を受け接触インピーダンスを低く保てない場合がある。

具体的には、乾燥の度合、ユーザの体毛の度合、ウェアの動きの度合などによって接触インピーダンスの値が大きくなったり、変動したりしてしまう。このような場合、筋電位の計測は正しく行われないが、筋電計測の結果のみからこの影響を知ることは困難であり、対策も難しい。しかし、本センサは筋電計測と同時に接触インピーダンスを計測できるため、計測中に接触インピーダンスの変化があった場合に、計測信号の信頼性評価や補正を行うことが可能である。

4. システムの表示画面

4.1 画面情報

本システムの表示画面を図 4 に示す。画面上には、モーションセンサの計測に基づくケイデンス（1 分間のクランク回転数）及び体幹角度と、筋電センサの計測に基づく筋活動が表示される。筋活動は長期的な筋活動と短期的な筋活動の 2 種類が表示される。

長期的な筋活動は画面下部のグラフに表示される。このグラフは横軸に時間、縦軸に筋活動のグラフが描画される。このグラフで表示される筋活動はクランクが 1 回転する区間で計測された筋電位の二乗平均平方根(RMS)を用いている。本グラフにより、ユーザは時間的な筋活動の変化を知ることができる。例えば、平地を走行後に上り坂を走行した場合、どのくらい筋活動が増えたのか、また、上り坂の走行に対してどちらの筋を活動が増えたのかを知ることができる。

一方、短期的な筋活動は、左右のクランク角度に対応した二重の円環棒グラフに表示される。外側の棒グラフは大腿直筋の筋活動を、内側の棒グラフは大腿二頭筋の筋活動を示しており、筋活動が大きいほどそれぞれ外側と内側に棒グラフが伸びる。例えば図 3 の場合、クランク角度が 270 度から 360 度の区間で大腿直筋が大きく活動しており、クランク角度が 90 度から 180 度の区間で大腿二頭筋は活動していることがわかる。なお、このグラフの表示方法については、次節でより詳細に述べる。

本グラフにより、ユーザはクランク角度に対してどのタイミングでどの筋を活動させているかをリアルタイムで知ることができるだけでなく、意識して筋の使い方を変えた場合にも、思い通りに筋が使えているかをリアルタイムで確認できる。例えば、図 3 のような表示がされた場合は、ハムストリングによるペダルの引き上げが殆ど行われていないことがわかる。そこで、引き上げを意識したペダリング運動に変えた場合に実際にハムストリングが引き上げの区間で筋が発揮されているのかをリアルタイムで知ることができる。

また、左右の筋の使い方の違いについても知ることができる。さらに、姿勢やケイデンスが表示されているた

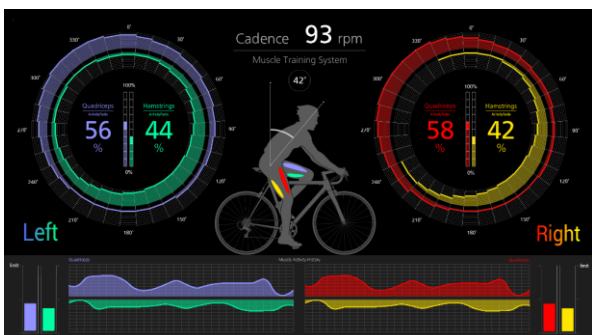


図 4 システムの表示画面

Fig.4 Screen capture of developed system

め、姿勢や速度を変えたときの筋の活動の違いも知ることができる。

4.2 クランク角度に対する筋活動表示手法

円環棒グラフの表示方法及び表示内容について詳細に述べる。図 5 に図 4 の右脚の円環棒グラフの拡大図を示す。図 5 に示すように、円環棒グラフはクランクの角度に対応した、幅 10 度、36 本の棒グラフで筋活動を可視化する。なお、棒グラフの値は 1 回転の最大区間の筋活動値で正規化を行っている。従って本グラフは 1 回転の各クランクの角度における相対的な筋活動を知るためのグラフである。

円環の内部には、計測対象である 2 筋の筋活動割合が表示されている。本割合は、1 回転における各筋の筋電位計測結果の RMS の和に対する割合である。本割合を知ることによって、走行条件の変化や自身で筋の使い方を変更した際にどちらの筋の活動が増えたか（減ったか）を知ることが出来る。

円環棒グラフはクランクが 1 回転するごとに再描画されるが、同時に描画されるのではなく、-5 度から+5 度の棒グラフから順に、クランクの 1 回転に要した時間の 80%をかけて描画される。従って、表示されるグラフは現時刻のクランク角度ではなく、おおよそ 1 回転前の筋活動のグラフとなる。

本グラフは、クランクの 1 回転ごとに更新されるため、60rpm では 1 秒、120rpm では 0.5 秒ごとに描画される。ユーザに対し、この短い時間で筋活動とクランク角度の関係を伝えるため、隣り合う棒グラフの高さが急激に変化せず、滑らかに変化するような筋活動の定量化を行った。具体的には、まず、筋電位の計測結果に対して 20Hz から 200Hz のバンドパスフィルタ及び 60Hz のノッチフィルタ処理を行う。次に全波整流を行い、2Hz のローパスフィルタ処理を行う。最後に各棒グラフの区間に対応するデータの中央値を棒グラフの値（筋活動）としてグ

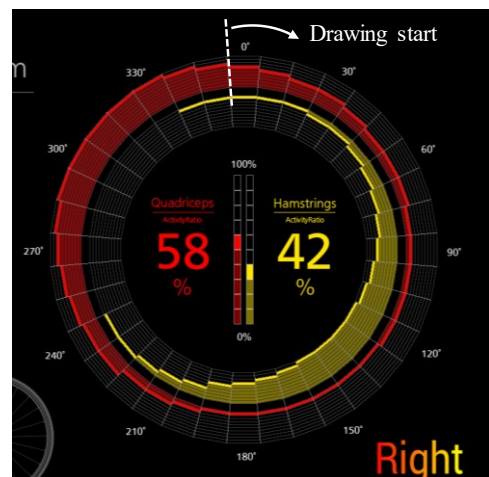


図 5 クランク角度に対応した筋活動表示

Fig.5 Display of muscle activity
corresponding to crank angle

ラフを描画する。

ただし、上記処理による筋活動算出ではフィルタ処理によって時間遅延が生じると共に、開始及び終了付近のデータが変化してしまうという課題があった。そこで、表示対象のデータに対し、まず、表示対象データの1回転前のデータと表示対象データを前後に接続して3回転分のデータを作成する。次に、作成したデータに対して筋活動を算出する。最後に予めフィルタの設計情報から算出した時間遅延の補正を行い、前後の1回転分のデータを取り除く。このようにしてフィルタの影響を減らした筋活動データを円環棒グラフで表示する。

5. おわりに

実環境の走行で利用可能なペダリング運動時の筋活動リアルタイムフィードバックを目指し開発したシステムについて述べた。本システムでは、筋電位の計測方法として、ユーザの負担を減らし、実際の走行環境でも筋電位の計測を可能とするワイヤレス筋電ウェアを試作した。また、ユーザへのフィードバック方法として、クランク角度に対する大腿直筋及び大腿二頭筋の筋活動を二重の円環棒グラフで可視化し、リアルタイムにユーザに伝えるインタフェースを構築した。

今後は、本システムの計測用ウェアと表示インタフェースの両観点でユーザ評価を行い、有効性検証及び課題の抽出とその解決を行っていく予定である。具体的には、筋電計測ウェアに関しては、回転数やペダル踏力の変化に対する計測結果の信頼性を調べると共に、接触インピーダンスの計測結果を利用した新たな筋活動定量化手法を検討していく予定である。また、表示インタフェースに関しては、筋活動を様々な方法で可視化したので、それぞれの手法について有効性を確認する。特にハムストリングを用いた股関節伸展がうまくできないユーザに対して本可視化が有効に機能するかを検証した。さらに、情報量を減らす際の表示情報の優先順位についても明らかにしたい。

6. 参考文献

- [1] 徳安, 松本, 平木場, 章: 主観性と筋群活動パターンの複合評価に基づく競技自転車のサドル高さ決定システムの開発; 情報科学技術フォーラム講演論文集, **Vol. 2011**, pp.55-60 (2011).
- [2] . 佐藤, 佐々木, 浅沼, 檜山, 猿舘: 自転車競技のためのオープンなセンサ統合情報プラットフォームの提案; マルチメディア通信と分散処理ワークショップ 2015 論文集, **Vol. 2015**, pp. 273-278 (2015).
- [3] 奥川, 村尾, 寺田, 塚本: 聴覚フィードバックを利用したペダリングトレーニングシステム; 日本ソフトウェア科学会コンピュータソフトウェア; **Vol. 2016**, pp.41-51 (2016).
- [4] 積際, 本元, 横川: 表面筋電位・踏力計測に基づく自転車競技選手のペダリング動作解析システムの開発; 日本機械学会論文集, **Vol. 82**, No. 841, p. 16-00010 (2016).
- [5] 吉田, 櫻沢: 表面筋電位を用いた自転車のペダリング運動における筋活性の提示システムの開発; エンタテインメントコンピューティングシンポジウム 2015 論文集, **Vol. 2015**, pp.598-603 (2015).